

Apparatus for artificial ventilation for assisting the volumetric breathing of a patient

Patent Number: ☐ US4877023
Publication date: 1989-10-31
Inventor(s): ZALKIN DANIEL (FR)
Applicant(s): BOC SA (FR)
Requested Patent: ☐ EP0182722, B1
Application Number: US19880160257 19880225
Priority Number(s): FR19840017653 19841120
IPC Classification: A61M16/00
EC Classification: A61M16/00
Equivalents: DE3579220D, ☐ ES8702796, ☐ FR2573311, ☐ JP61128980, ☐ US5040529

BJ

Abstract

An apparatus for artificial ventilation for assisting the volumetric breathing of a patient having a demand valve connected between a source of supply of gas and a spontaneous breath tube. This demand valve comprises a reference chamber connected to an expiration tube and a user and to the output of a Venturi tube connected by its inlet to the source of supply of gas. A generator of increasing pressure is provided for transfer of a complementary flow of gas, this generator being connected by its inlet to the source of gas supply and opening out in the upstream end of the Venturi tube assisting the user's exhalation.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

BEST AVAILABLE COPY

THIS PAGE BLANK (USPTO)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

Numéro de publication:

**0 182 722
A1**

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

Numéro de dépôt: 85402255.5

Int. Cl.: **A 61 M 16/00**

Date de dépôt: 20.11.85

Priorité: 20.11.84 FR 8417653

Demandeur: **B O C S.A. Société anonyme dite, Z.I. de
Coignières-Maurepas Boulevard des Arpents B.P.
No. 186, F-78313 Maurepas-Cedex (FR)**

Date de publication de la demande: 28.05.86
Bulletin 86/22

Inventeur: **Zalkin, Daniel, 7, rue du Tournebride,
F-78120 Rambouillet (FR)**

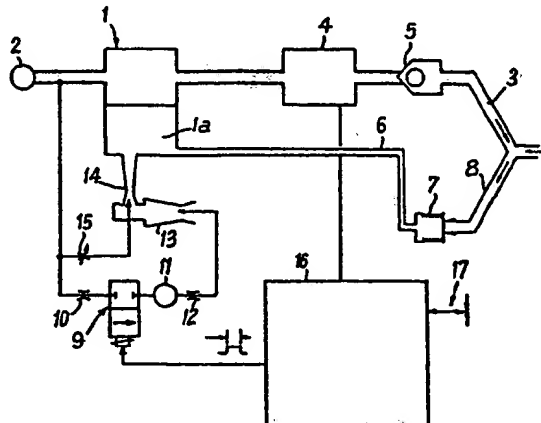
Etats contractants désignés: **CH DE GB IT LI SE**

Mandataire: **Bruder, Michel, 10 rue de la Pépinière,
F-75008 Paris (FR)**

Appareil de ventilation artificielle pourvu d'un dispositif d'assistance inspiratoire volumétrique.

Un appareil de ventilation artificielle pour l'assistance inspiratoire volumétrique d'un patient comprend une valve demande (1), comprend une chambre de référence (1a) reliée, d'une part, à une canalisation d'expiration (8) reliée au patient et, d'autre part, à la sortie d'un venturi (14) relié par son entrée à une canalisation d'alimentation la reliant à une source d'alimentation en gaz (2).

Pour réaliser une assistance nécessaire et suffisante pour obtenir des volumes courants spontanés égaux ou supérieurs à un seuil prédéterminé par le prescripteur, l'appareil comprend également un générateur de pression croissante (9-13) de transfert d'un débit complémentaire de gaz, relié par son entrée à la source d'alimentation en gaz (2) et débouchant dans l'extrémité amont du venturi (14).



EP 0 182 722 A1

La présente invention concerne un procédé et un appareil de ventilation artificielle pour l'assistance inspiratoire volumétrique d'un patient.

Les appareils de ventilation artificielle modernes, tels que par exemple celui décrit dans le brevet GB-2054 387, utilisent des modes ventilatoires dans lesquels un patient respire d'une manière intermittente ou continue de façon spontanée. Avec de tels appareils, lorsque le patient inspire spontanément dans le circuit de l'appareil, un dispositif détecte la baisse de pression apparaissant au début de l'inspiration, ou "appel", et provoque la mise en pression du circuit à un niveau supérieur de quelques millibars au niveau initial, afin d'aider le transfert du gaz insufflé vers les poumons. Ce niveau de pression est prédéterminé par le prescripteur de la ventilation. Lorsque le patient a reçu un volume de gaz tel que l'élévation de la pression intrapulmonaire soit égale à l'élévation de la pression du circuit, la résistance qu'il oppose alors au débit de gaz provoque une interruption de la phase inspiratoire. On assure ainsi au patient, par une commande de débit, un débit de gaz d'inspiration correspondant à une pression d'équilibre ou pression positive de fin d'expiration PEEP en détectant la baisse de pression du flux de gaz vers le patient du fait de l'inspiration et en augmentant le débit de ce flux de gaz proportionnellement à la baisse de pression détectée par rapport à cette pression d'équilibre PEEP.

L'appareil mettant en oeuvre un tel procédé comprend une source d'alimentation en gaz sous pression, une canalisation d'inspiration reliée au patient, une valve demandée branchée entre la source d'alimentation et la canalisation d'inspiration, cette valve demandée constituant des moyens de commande du débit de gaz distribué vers le patient du fait qu'elle comprend une chambre de référence reliée d'une part à une canalisation d'expiration reliée au patient et d'autre part à la sortie d'un venturi relié par son entrée à une canalisation d'alimentation la reliant à la source

ce d'alimentation en gaz afin de commander la valve demande pour qu'elle envoie vers le patient le gaz à la pression d'équilibre PEEP.

L'intérêt d'une tel procédé est évident pour un patient ayant des performances inspiratoires insuffisantes, puisqu'il est démontré que, sur le plan hémodynamique, une ventilation spontanée prédéterminée est préférable à une ventilation contrôlée en pression positive intermittente, puisque la pression intrapulmonaire obtenue dans le premier cas est notablement plus basse que dans le second. Toutefois cette technique présente un inconvénient important à savoir que l'assistance inspiratoire induit, pour le patient, un confort qui ne l'incite pas à l'effort. Une telle situation rend, par conséquent, le sevrage difficile et conduit à la nécessité d'effectuer des réglages fréquents du seuil de pression d'assistance.

La présente invention vise à remédier à ces inconvénients en proposant un procédé de ce type caractérisé en ce qu'on assure par une second commande de débit le transfert vers le patient d'un débit complémentaire de gaz pour atteindre un seuil, prédéterminé par le prescripteur de l'assistance respiratoire, d'un volume courant minimal de gaz effectivement inspiré correspondant à l'intégration du débit pendant une durée d'inspiration t et on interrompt ce transfert lorsque la valeur de seuil prédéterminée est atteinte.

L'appareil mettant en oeuvre le procédé suivant l'invention est caractérisé en ce qu'il comprend également un générateur de pression croissante de transfert d'un débit complémentaire de gaz, relié par son entrée à la source d'alimentation en gaz et débouchant dans l'extrémité amont du venturi.

On propose donc par cette invention un dispositif d'assistance inspiratoire volumétrique de conception particulièrement simple et qui permet de réaliser une assistance nécessaire et suffisante pour obtenir des volumes courants spontanés égaux ou supérieurs à un seuil prédéterminé par le prescripteur. L'appareil est conçu de telle façon que la

patient interrompt, si nécessaire, le cycle respiratoire, mais sans provoquer des variations importantes de pression dans son circuit de ventilation artificielle d'assistance.

On décrira ci-après, à titre d'exemple non limitatif,

- 5 une forme d'exécution de la présente invention, en référence au dessin annexé sur lequel :

La figure 1 est un schéma synoptique d'un appareil de ventilation artificielle pourvu d'un dispositif d'assistance inspiratoire volumétrique suivant l'invention.

- 10 La figure 2 est un diagramme illustrant la variation de la pression et du débit au cours des phases d'inspiration et d'expiration d'un cycle respiratoire complet, en fonction du temps.

- L'appareil de ventilation artificielle suivant l'invention ainsi qu'il est représenté sur la figure 1, comporte une valve demande 1 alimentée en gaz respirable sous pression à partir d'une source de gaz 2. Une telle valve demande est un organe bien connu en soi qui est en fait un générateur de débit de gaz dont la commande est constituée par un système de détection de baisse de pression par rapport à une pression d'équilibre PEEP (pression positive de fin d'expiration), par exemple du fait de l'inspiration du patient, et dont le débit de sortie est proportionnel à cette baisse de pression. La sortie de cette valve demande 1 communique avec une canalisation d'inspiration 3, reliée à un patient devant bénéficier de l'assistance inspiratoire, et ce par l'intermédiaire d'un capteur de débit d'inspiration 4 et d'un clapet anti-retour 5. La valve demande 1 comporte par ailleurs une chambre de référence 1a qui est reliée, par une conduite de prise de pression 6, à l'intérieur d'un soufflet d'une soupape d'expiration 7 branchée sur une canalisation d'expiration 8 et reliée au patient. Ce circuit constitue une première commande de la valve demande 1, provoquant un débit de sortie de la valve demande 1 proportionnel à la baisse de la pression dans le circuit par rapport à la pression d'équilibre PEEP. La valeur de cette pression PEEP est réglable par des moyens décrits plus loin.

Suivant l'invention la valve demande 1 comporte également une seconde commande de débit qui est constituée par un système d'augmentation de pression dans la canalisation 3 par rapport à la pression d'équilibre PEEP mentionnée précédemment. Cette seconde commande de pression est constituée par un générateur de pression croissante 8-13 comprenant une électrovanne 9 reliée d'une part à la source d'alimentation en gaz 2, par l'intermédiaire d'un premier étranglement 10, et d'autre part à la chambre de référence 1a de la valve commande 1 par l'intermédiaire d'une capacité 11, d'un deuxième étranglement 12 et d'un second venturi 13 d'assistance. Ce second venturi 13 débouche lui-même dans l'extrémité amont d'un premier venturi 14 produisant la pression d'équilibre PEEP. La valeur de cette pression d'équilibre PEEP peut être réglée au moyen d'un étranglement variable 15 branché sur une canalisation d'alimentation du venturi 14, laquelle est reliée à la source d'alimentation en gaz 2.

L'électrovanne 9 est connectée à un calculateur 16 qui est relié d'une part au capteur de débit d'inspiration 4 et d'autre part à un organe 17, tel qu'un potentiomètre, de réglage du volume courant spontané minimal que reçoit le patient par la canalisation d'inspiration 3.

Avec l'appareil suivant l'invention, le patient sollicite tout d'abord la première commande de la valve demande 1 pour obtenir le débit nécessaire à la reconstitution de la pression PEEP et ensuite la seconde commande c'est-à-dire le dispositif d'assistance prévu suivant l'invention, constituant la commande d'augmentation de pression, pour achever, par un débit complémentaire, le transfert d'un débit de gaz nécessaire à l'obtention du volume prédéterminé par le prescripteur de l'assistance respiratoire pour constituer un seuil de volume courant minimal le gaz envoyé au patient. Le capteur de débit 4 fournit au calculateur 16 un signal correspondant au volume de gaz délivré au patient. Le calculateur 16 effectue alors le calcul en temps réel du volume à délivrer et il commande la mise en service de l'assistance inspiratoire notamment de la seconde commande.

L'organe ou potentiomètre 17 fixe au calculateur 16 le seuil minimal de volume courant. Le générateur de pression croissante constitué par l'ensemble des organes 9-13 crée, sur l'ordre du calculateur 16, une augmentation progressive de pression, par rapport à la pression d'équilibre PEEP, appliquée dans la chambre de référence la de la valve demande 1 pour réaliser le débit effectif à l'inspiration envoyé au patient.

Le fonctionnement détaillé de l'appareil qui vient d'être décrit est le suivant:

Au début d'un cycle d'inspiration T (voir le diagramme de la figure 2), le patient provoque, à l'instant t_0 correspondant au début de l'inspiration, un appel dans le circuit 3, 4, 5 de liaison à la valve demande 1, appel qui se traduit par une baisse de la pression P (diagramme A du haut de la figure) par rapport à la pression d'équilibre PEEP. Cette baisse de pression jusqu'à la valeur P_0 commande l'ouverture de la valve demande 1 qui laisse alors passer, vers le patient, un débit Q (diagramme B du bas de la figure) croissant à partir de 0 à l'instant t_0 . La perception de ce débit par le capteur 4 initialise le cycle inspiratoire pour le calculateur 16. Celui-ci donne l'ordre au générateur de pression 9-13 de fonctionner et de créer la seconde commande, progressive, de la valve demande 1, tendant à augmenter progressivement le débit imposé au patient. Cet ordre se traduit par l'ouverture de l'électrovanne 9. Le second venturi 13 d'assistance est alors alimenté à travers cette électrovanne 9, l'étranglement 10, la capacité 11 et l'étranglement 12.

L'ouverture de la vanne 9, donc le début de la mise en service de l'assistance respiratoire a lieu à l'instant t_1 où est détecté l'envoi vers le patient d'un débit d'inspiration Q_1 correspondant au seuil d'ouverture du dispositif d'assistance (9-13).

Par ailleurs, en temps réel, le calculateur 16 intègre le débit Q allant au patient et qui est mesuré par le capteur 4. Lorsque le volume résultant de cette intégration atteint la valeur du seuil prédéterminé, qui est réglée au

moyen de l'organe 17 de réglage du volume courant spontané minimal, le calculateur 16 annule l'ordre d'excitation de l'électrovanne 9, de manière à provoquer la fermeture de celle-ci, ce qui interrompt la commande du générateur de pression (9-13) à l'instant t_2 . De ce fait la seconde commande de la valve demande 1 est annulée, ce qui entraîne la suppression de l'assistance inspiratoire et la baisse de la pression dans le circuit 1-4-5-3 vers la valeur PEEP.

Un temps maximal d'application de l'assistance respiratoire, c'est-à-dire de la seconde commande de la valve demande 1, est défini par le calculateur 16 en fonction du seuil de volume courant minimal prédéterminé par le prescripteur, c'est-à-dire du réglage de l'organe 17, tenant compte des débits admissibles par le patient et du résultat obtenu lors de son premier cycle respiratoire, inspiration-expiration.

Après expiration du patient (phase E du cycle) un nouveau cycle I-E respiratoire commence et une nouvelle inspiration est effectuée (phase I du cycle). Au cours de ce deuxième cycle le calculateur 16 intervient pour retarder l'application de l'assistance respiratoire. Ce retard Δt correspond à une fraction du temps d'assistance calculé à partir de l'instant t_1 de commencement de l'assistance. Comme on peut le voir sur la figure 2 la pression de commande P_c de la valve demande 1 indiquée par la courbe en tirets sur le diagramme A de la figure 2, commence à croître à partir d'un instant t_{1a} décalé d'un intervalle de temps Δt par rapport à l'instant t_1 . De ce fait la mise en service du générateur de pression 9-13, c'est-à-dire l'ouverture de l'électrovanne 9 sont retardées de l'intervalle de temps Δt par rapport à l'instant t_1 de détection de l'inspiration. A la fin du deuxième cycle respiratoire I-E le calculateur 16 vérifie que le volume inspiré par le patient est encore égal ou supérieur au seuil prédéterminé par l'organe de réglage 17. Dans ce cas lors du troisième cycle respiratoire, l'application de l'assistance respiratoire, c'est-à-dire la mise en service du générateur de pression 9-13 est retardée d'une valeur $\Delta t'$ qui est supérieure au retard Δt introduit lors

0182722

7

du deuxième cycle précédent. Dans le cas contraire, si le volume inspiré est inférieur au seuil prédéterminé, le retard Δt est alors diminué au cours du troisième cycle. Ainsi de cycle en cycle le retard est modifié jusqu'à ce que
5 soit atteinte la valeur Δt qui assure l'assistance inspiratoire minimale permettant d'obtenir l'insufflation du volume courant prédéterminé.

REVENDEICATIONS

1.- Procédé de ventilation artificielle pour l'assistance inspiratoire volumétrique d'un patient, consistant à assurer au patient, par une première commande de débit, un débit de gaz d'inspiration correspondant à une pression d'équilibre ou pression positive de fin d'expiration PEEP, en détectant la baisse de pression du flux de gaz vers le patient du fait de l'inspiration et en augmentant le débit de ce flux de gaz proportionnellement à la baisse de pression détectée par rapport à cette pression d'équilibre PEEP caractérisé en ce qu'on assure par une second commande de débit le transfert vers le patient d'un débit complémentaire de gaz pour atteindre un seuil, prédéterminé par le prescripteur de l'assistance respiratoire, d'un volume courant minimal de gaz effectivement inspiré correspondant à l'intégration du débit pendant une durée d'inspiration t et on interrompt ce transfert lorsque la valeur de seuil prédéterminée est atteinte.

2.- Procédé suivant la revendication 1 caractérisé en ce qu'on atteint le seuil prédéterminé du volume courant minimal de gaz par une augmentation progressive de pression, à l'aide de ce débit complémentaire.

3.- Procédé suivant l'une quelconque des revendications précédentes caractérisé en ce qu'on commence le transfert vers le patient du débit complémentaire de gaz un certain temps Δt après l'instant t_1 de détection de l'inspiration, cet intervalle de temps t étant variable d'un cycle à l'autre, jusqu'à ce que le volume courant effectivement inspiré, calculé à partir de la valeur du débit d'inspiration, soit égal au volume courant spontané minimal prédéterminé.

4.- Appareil pour la mise en oeuvre du procédé suivant la revendication 1, comprenant une source (2) d'alimentation en gaz sous pression, une canalisation d'inspiration (3) reliée au patient et une valve demande (1) branchée entre la source d'alimentation (2) et la canalisation d'inspiration (3), cette valve demande (1) constituant des moyens de commande du débit de gaz distribué vers le patient

du fait qu'elle comprend une chambre de référence (1a) reliée d'une part à une canalisation d'expiration (8) reliée au patient et d'autre part à la sortie d'un venturi (14) relié par son entrée à une canalisation d'alimentation la
5 reliant à la source d'alimentation en gaz (2) afin de commander la valve demande (1) pour qu'elle envoie vers le patient le gaz à la pression d'équilibre PEEP, caractérisé en ce qu'il comprend également un générateur de pression croissante (9-13) de transfert d'un débit complémentaire de
10 gaz, relié par son entrée à la source d'alimentation en gaz (2) et débouchant dans l'extrémité amont du venturi (14).

5.- Appareil suivant la revendication 4 caractérisé en ce que le générateur de pression croissante (9-13) comprend un second venturi (13) relié, par son extrémité aval,
15 à l'extrémité amont du premier venturi (14) et par son extrémité amont à une électrovanne (9) branchée entre la source d'alimentation en gaz (2), par l'intermédiaire d'un étranglement (10), et le second venturi (13) par l'intermédiaire d'une capacité (11) et d'un autre étranglement (12).

20 6.- Appareil suivant la revendication 5 comprenant un capteur (4) de débit du gaz délivré au patient relié à un calculateur (16), caractérisé en ce que le calculateur (16) effectue le calcul en temps réel du volume de gaz délivré au patient et commande le générateur de pression croissante
25 (9-13), notamment l'électrovanne (9) à laquelle il est relié.

7.- Appareil suivant la revendication 6 caractérisé en ce que le calculateur (16) est pourvu d'un organe (17) tel qu'un potentiomètre prédéterminant le seuil du volume
30 courant minimal de gaz décidé par le prescripteur de l'assistance respiratoire.

Fig. 1

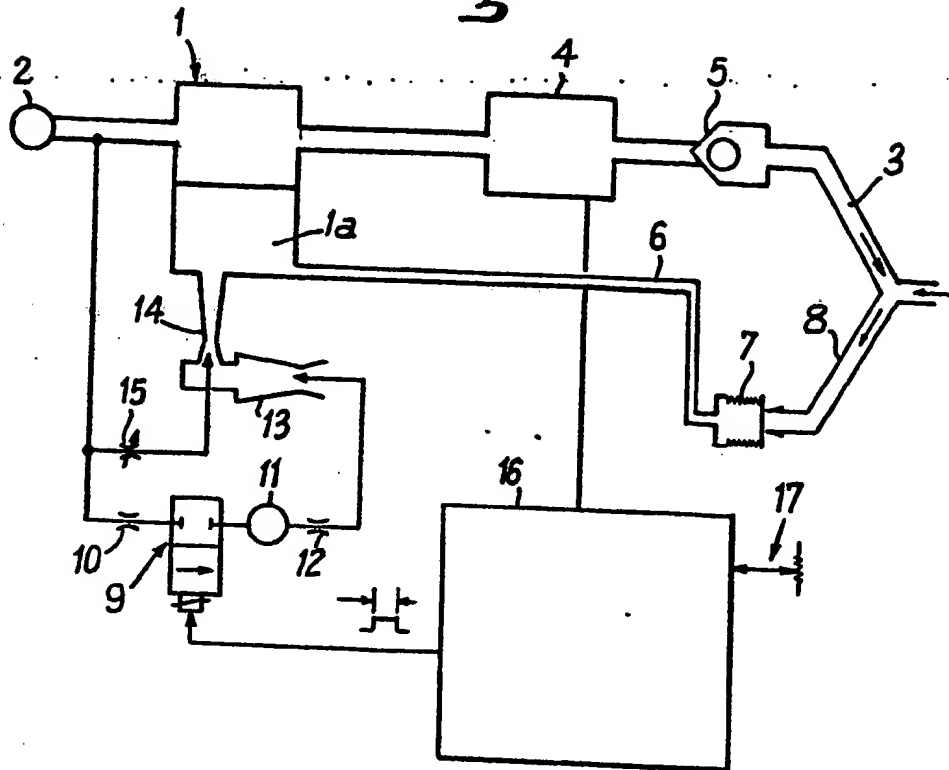
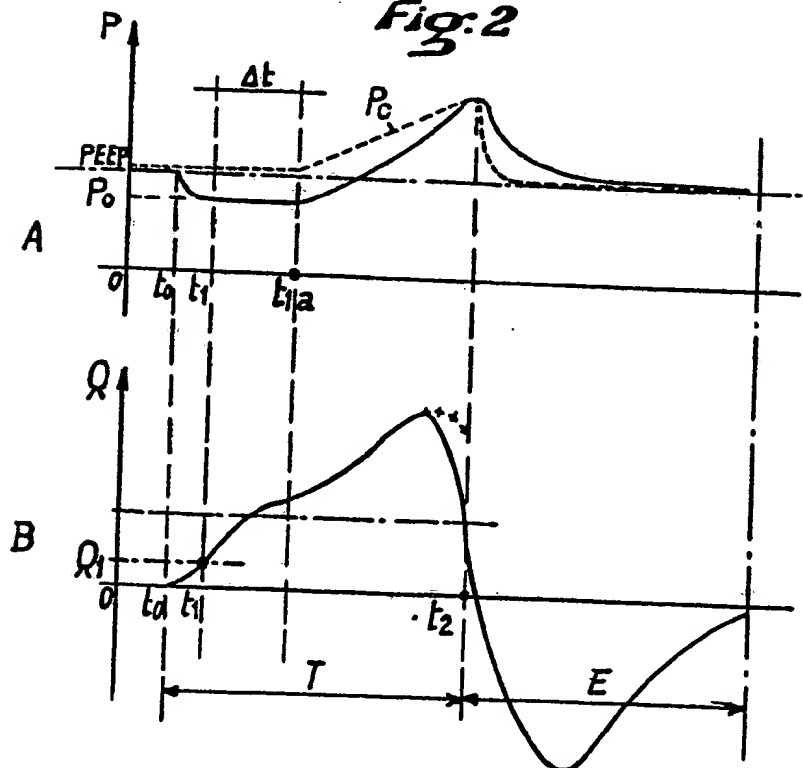


Fig. 2





Office européen
des brevets

RAPPORT PARTIEL DE RECHERCHE EUROPEENNE

qui selon la règle 45 de la Convention sur le brevet
européen est considéré, aux fins de la procédure ultérieure,
comme le rapport de recherche européenne

0182722
Numéro de la demande

EP 85 40 2255

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl. 4)
X, D	GB-A- 2 054 387 (ENGSTROM AB) * Figure 1; page 2, ligne 105 - page 3, ligne 59; page 4, lignes 54-95, 105-123; page 5, ligne 89 - page 6, ligne 9 *	4	A 61 M 16/00
A	FR-A- 2 353 305 (BOC Ltd.) * Figure; page 2, lignes 23-28; page 3, ligne 24 - page 5, ligne 18 *	4	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl. 4)
			A 61 M
RECHERCHE INCOMPLETE			
<p>La division de la recherche estime que la présente demande de brevet européen n'est pas conforme aux dispositions de la Convention sur le brevet européen au point qu'une recherche significative sur l'état de la technique ne peut être effectuée au regard d'une partie des revendications.</p> <p>Revendications ayant fait l'objet de recherches complètes: 4-7 Revendications ayant fait l'objet de recherches incomplètes: Revendications n'ayant pas fait l'objet de recherches: 1-3 Raison pour la limitation de la recherche:</p> <p>Méthode de traitement chirurgical ou thérapeutique du corps humain ou animal (voir art. 52(4) de la convention sur le brevet européen).</p>			
Lieu de la recherche La Haye		Date d'achèvement de la recherche 30-01-1986	Examineur VEREECKE
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)